

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-31593

(43)公開日 平成7年(1995)2月3日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

FI

技術表示箇所

A 6 1 B 5/022

7638-4C

A 6 1 B. 5/ 02

3 3 4 G

7638-4C

3 3 7 2

審査請求 未請求 請求項の数2 OL (全 13 頁)

(21)出題番号

特願平5-177828

(22) 出願日

平成5年(1993)7月19日

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 須郷 義弘

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

(72)発明者 相馬 健

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

(72)発明者 村田 聡

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 本田 崇

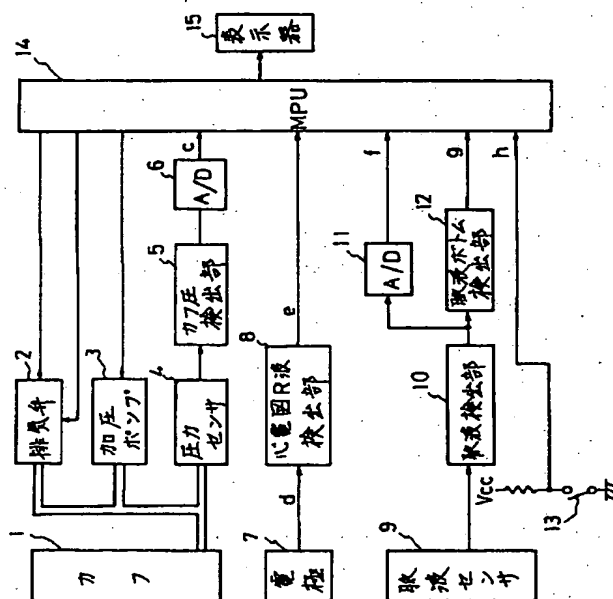
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非観血血圧計

(57) 【要約】

【目的】 正確にかつ自動的に校正を行なうことができ、校正用血圧測定と、脈波伝播時間の測定を連続して行なうことができる脈波伝播時間を用いた血圧計を提供すること。

【構成】 被検者の動脈を加圧することによる血圧値と測定と脈波伝搬時間の測定を連続して行なうようにしたもので、上記動脈加圧の期間の直前、直後における上記伝搬時間を測定できるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検者の末梢部位に取付けられ脈波を検出する脈波検出手段と、前記末梢部位またはその近傍の動脈を加圧する加圧手段と、被検者に取付けられる電極と、この電極から得られる心電図信号からR波発生時点を検出するR波発生時点検出手段と、このR波発生時点検出手段が検出したR波発生時点から前記脈波検出手段が検出した脈波がボトム点からピーク点に至る間の所定の値あるいはボトム点またはピーク点それぞれの値となるまでの時間間隔を検出する時間間隔検出手段と、この時間間隔検出手段が検出した時間間隔を所定の計算式に代入して血圧値を求める計算手段と、前記加圧手段を制御してその圧力に所定の変化を生じさせる制御手段と、この制御手段に制御開始の指示を与える指示手段と、前記制御手段の制御により変化する圧力のうち前記脈波検出手段が検出した脈波が特定の状態になったときにおける圧力を検出する圧力検出手段と、前記時間間隔検出手段が検出した時間間隔の中から前記制御手段がその圧力を変化させる制御を行なう直前およびその制御を行なった直後の少なくとも一方における時間間隔を選出する時間間隔選出手段とを具備する非観血血圧計。

【請求項2】 被検者の末梢部位に取付けられ脈波を検出する脈波検出手段と、前記末梢部位またはその近傍の動脈を加圧する加圧手段と、被検者に取付けられる電極と、この電極から得られる心電図信号からR波発生時点を検出するR波発生時点検出手段と、このR波発生時点検出手段が検出したR波発生時点から前記脈波検出手段が検出した脈波がボトム点からピーク点に至る間の所定の値あるいはボトム点またはピーク点それぞれの値となるまでの時間間隔を検出する時間間隔検出手段と、この時間間隔検出手段が検出した時間間隔を所定の計算式に代入して血圧値を求める計算手段と、前記加圧手段を制御してその圧力に所定の変化を生じさせる制御手段と、この制御手段に制御開始の指示を与える指示手段と、前記制御手段の制御により変化する圧力のうち前記脈波検出手段が検出した脈波が特定の状態になったときにおける圧力を検出する圧力検出手段と、前記時間間隔検出手段が検出した時間間隔の中から前記制御手段がその圧力を変化させる制御を行なう直前およびその制御を行なった直後の少なくとも一方における時間間隔を選出する時間間隔選出手段と、この時間間隔選出手段が選出した時間間隔と前記圧力検出手段が検出した圧力とに基づいて前記計算手段が用いる前記計算式の定数を変更する校正手段とを具備する非観血血圧計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、運動負荷心電図測定装置、スポーツトレーニング用負荷装置における血圧測定、ICU、OP室、病棟等の臨床分野における血圧測定に用いられると好適な非観血血圧計に関する。

【0002】

【従来の技術】 非観血血圧計の1つに脈波伝播速度（一定距離の脈波伝播時間）を用いた血圧計がある。まず脈波伝播時間を説明する。図14に示すように心電図のR波が発生すると大動脈圧はこのR波とほぼ同時にボトム値となるが、末梢側（指、耳等）では脈波のボトム値はR波発生時点から遅れてあらわれる。この遅れの時間が脈波伝播時間である。次に何故脈波伝播速度から血圧が求まるかを説明する。まず脈波伝播速度は血管の容積弾性率の関数であらわされる。血圧が上がると血管の容積弾性率は減少する。従って脈波伝播速度の変化から血圧変動が求められる。しかしこの脈波伝播時間を用いた血圧計は、他の方法で血圧を測定し、この測定結果を参照して校正を行なうことが必要である。例えば安静時の血圧のみ、あるいは安静時の血圧と運動時の血圧をそれぞれ上記他の方法で測定し、更に安静時の脈波伝播速度あるいは安静時と運動時の脈波伝播速度を測定する。そしてこの伝播速度から血圧値を求める関係式を上記他の方法で測定した血圧値を参照して校正する。

【0003】 ここで上記他の方法として聴診法を用いるならば、校正用の血圧測定と脈波伝播速度の測定を同時に行なうことができるので校正は正確に行なうことができる。しかし人手を要するので校正を含めた装置全体を自動化することはできない。

【0004】 また上記他の方法として容積振動法を用いるならば、校正を含めた装置全体の自動化を図ることができる。しかしカフ帯で動脈を圧迫するのでこの方法による血圧測定時に脈波伝播速度を求めるとその値は動脈の圧迫による影響を受ける。そこで各々異なる時刻で血圧測定、脈波伝播時間測定を行なう必要があるが、各々の時刻で実際の血圧は異なる可能性が大きい。このため正確な校正は困難である。また校正は脈波伝播時間から血圧値を導く関係式を変更することにより行なわれるが、この変更は人手によって必要なデータを装置に入力することにより行なっていたため、校正用血圧測定と脈波伝播時間測定を連続して行なうことはできなかった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 このように従来の脈波伝播時間を用いた血圧計は、正確にかつ自動的に校正を行なうこと、更に校正用血圧測定と脈波伝播時間測定を連続して行なうことは困難であった。

【0006】 本発明の目的は正確にかつ自動的に校正を行なうことができ、更に校正用血圧測定と脈波伝播時間測定を連続して行なうことができる脈波伝播時間を用いた血圧計を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】 第1の発明は、被検者の末梢部位に取付けられ脈波を検出する脈波検出手段と、前記末梢部位またはその近傍の動脈を加圧する加圧手段と、被検者に取付けられる電極と、この電極から得られ

る心電図信号からR波発生時点を検出するR波発生時点検出手段と、このR波発生時点検出手段が検出したR波発生時点から前記脈波検出手段が検出した脈波がボトム点からピーク点に至る間の所定の値あるいはボトム点またはピーク点それぞれの値となるまでの時間間隔を検出する時間間隔検出手段と、この時間間隔検出手段が検出した時間間隔を所定の計算式に代入して血圧値を求める計算手段と、前記加圧手段を制御してその圧力に所定の変化を生じさせる制御手段と、この制御手段に制御開始の指示を与える指示手段と、前記制御手段の制御により変化する圧力のうち前記脈波検出手段が検出した脈波が特定の状態になったときにおける圧力を検出する圧力検出手段と、前記時間間隔検出手段が検出した時間間隔の中から前記制御手段がその圧力を変化させる制御を行なう直前およびその制御を行なった直後の少なくとも一方における時間間隔を選出する時間間隔選出手段とを具備する構成となっている。

【0008】第2の発明は、上記第1の発明の構成に、前記時間間隔選出手段が選出した時間間隔と前記圧力検出手段が検出した圧力とに基づいて前記計算手段が用いる前記計算式の定数を変更する校正手段を付加したものである。

【0009】

【作用】第1の発明では、いわゆる容積振動法により測定された血圧値と、脈波伝播時間が得られる。このとき容積振動法では動脈が加圧されるが、この加圧の直前、直後における脈波伝播時間が測定されるのでこの伝播時間は容積振動法の測定の影響を受けず、更に両方法による測定時点のずれは最小となる。

【0010】第2の発明では、容積振動法により測定される血圧値と、脈波伝播時間が得られ、これらの値から伝播時間と血圧値の関係をあらわす計算式の定数が校正される。この場合においても脈波伝播時間は容積振動法の測定の影響を受けず、更に両方法による測定時点のずれは最小となるので正確な校正が行なわれる。

【0011】

【実施例】図1に本発明の第1の実施例装置の全体構成を示す。図中カフ1は被検者の指に装着されるもので、排気弁2によってその内部を大気に対し開放、閉塞される。加圧ポンプ3はカフ1に空気を供給するポンプである。装置本体には圧力センサ4が取付けられている。カフ圧検出部5はカフ1のカフ圧を圧力センサ4の出力から検出するものである。A/D変換器6はカフ圧検出部5の出力をA/D変換するものである。

【0012】電極7は被検者の例えば胸部に装着されるものであり、心電図R波検出部8は電極7の出力から心電図波形のR波を検出するものである。

【0013】脈波センサ9も被検者の指に装着されるようになっており、脈波検出部10は脈波センサ9の出力から被検者の装着部位の脈波を検出するものである。こ

の脈波検出部10の出力はA/D変換器11によりA/D変換される一方、脈波ボトム検出部12に至り、脈波のボトム値が検出されるようになっている。キー13は操作者の操作に応じて校正開始の信号を出力するものである。

【0014】MPU（マイクロプロセッサユニット）14は、A/D変換器6、11、心電図R波検出部8、脈波ボトム検出部12およびキー13から与えられる信号に基づいて処理プログラムを実行し、必要な制御信号を排気弁2、加圧ポンプ3に出力すると共に、処理結果を表示器15に出力する回路である。

【0015】MPU14のメモリに格納されている処理プログラムのフローチャートを図2、図3、および図4に示す。

【0016】図5にカフ1と脈波センサ9の具体例を示す。図中(A)は指に装着した状態を示し、(B)は断面を示す。この例ではカフ1と脈波センサ9が一体化されている。脈波センサ9は管状部材16とこの管状部材16の内側に設けられた発光素子17と受光素子18から成る。カフ1は光透過性の部材で形成され、管状部材16の内側に設けられている。

【0017】次に図2、図3および図4を参照して本実施例装置の動作を説明する。まず操作者は被検者の胸部に電極7を装着し、被検者の指にカフ1と脈波センサ9を装着する。次に電源オンとするとMPU14は図2のステップ101に進み、操作者がキーボード（図示せず）から入力する関係式の α 値をメモリに書き込む。ここで関係式とは図7に示すような伝播時間 T 、と血圧 P の関係を示す式であり、 $P = \alpha T + \beta$ であらわされる。被検者によって定数 α 、 β が異なる。キーボードから入力される値は、被検者個々の年齢や体質等による血管壁硬化度に対応して予め定められた α の値である。

【0018】次にMPU14は図2に示すステップ102に進み、ここで伝播時間 T 、を計測する。この伝播時間 T 、計測処理の詳細を図3に示す。図3のステップ201ではMPU14は、心電図R波検出部8の出力 e からR波が発生したか否かを判断する。R波発生と判断したときステップ202に進み、タイマをスタートさせる。次のステップ203では、脈波ボトム検出部12の出力 g から脈波がボトム値に到ったか否か（脈波立上りか）を判断する。ボトム値に到ったと判断したときはステップ204に進み、タイマをストップさせる。そしてMPU14はステップ205に進み、ステップ204のストップ時刻とステップ202のスタート時刻の差を求める。図2に示したステップ102では以上の処理を最近の5つのR波について行ない、図8および図9に示す伝播時間 T_{1-1} 、 \dots 、 T_{1-5} 、を求め、この平均値 $(T_{1-1} + \dots + T_{1-5}) / 5 = T_1$ 、を計算する。

【0019】次にMPU14は、図2に示すステップ103に進み、校正開始を指示するキー13の入力の有無

5

を判断する。ここで入力無しの場合はステップ104aへ進み、前述の関係式がすでに算出されているかどうかをみる。算出されていない場合はステップ102へ戻り、すでに算出されている場合は次のステップ104bで関係式をメモリより読み込み、次にステップ105に進み、この関係式にステップ102で求めた伝播時間 T_1 を代入して血圧値を算出する。次にステップ106に進み、算出した血圧値を表示用メモリに書込む。そしてステップ107で表示用メモリより表示データを読み込み、ステップ108でそのデータを表示器15に出力してステップ102に戻る。キー入力無しの場合の各信号の状態を図8に示す。

【0020】図2に示すステップ103でMPU14はキー入力有りと判断した場合、ステップ110に進み、容積振動法による血圧測定処理を行なう。この処理の詳細を図4のフローチャートを参照して説明する。

【0021】まずMPU14はステップ301で加圧ポンプ3を動作させ（信号bを「H」とする）、被検者の動脈を加圧させる。次にステップ302に進み、カフ圧検出部5から出力されA/D変換器6でデジタル化されたカフ圧値cが所定の値に到達したか否かを判断する。ここで所定の値に到達したと判断すればステップ303に進み加圧ポンプ3の動作を停止させ（信号bを「L」とする）、次のステップ304で排気弁2を大気開放として（信号a1を「H」とする）、カフ1内の空気を微速排気とする。次のステップ305では脈波が出現したか否かを判断する。これは脈波検出部10から出力されA/D変換器6でデジタル化された信号fにより判断する。ステップ305で脈波が出現したと判断すると、ステップ306に進み、脈波出現時のカフ圧を検出し、これを最高血圧としてメモリに記憶する。すなわちMPU14は脈波検出部10から出力され、A/D変換器11でデジタル化された信号が所定の値となったときにおけるカフ圧を検出し、これを記憶する。次のステップ307では急速排気を行なう。これは排気弁2を大気開放へ大きく開かせることにより行なう（信号a2を「H」とする）。

【0022】次にMPU14は図2のステップ111に進み、カフ圧を用いた上記血圧測定後の脈波伝播時間 T を計測する処理を行なう。すなわちMPU14はカフ圧が大気圧になった時以後あらわれる5つのR波についてその発生時点からその脈波がボトム値となる時点までの時間 T_{1-1}, \dots, T_{1-5} を求め、この平均値 $(T_{1-1} + \dots + T_{1-5}) / 5 = T_1$ を求める。この場合においても図3に示した処理が行なわれる。

【0023】次にMPU14はステップ112に進み、ステップ102で求めた伝播時間 T_1 とステップ111で求めた伝播時間 T_2 の平均 $(T_1 + T_2) / 2 = T$ を求める。更にMPU14はステップ113に進み関係式を算出する。例えばステップ112で求めた伝播時間

6

T_1 とステップ110で求めた血圧 P をステップ101で説明した関係式 $P = \alpha T_1 + \beta$ （ α はステップ101で与えられた値とし、 β は未知数とする）に代入し、 β を求める。ここで求めた β を新たな定数として式 $P = \alpha T_1 + \beta$ を作成する。次にMPU14はステップ114に進み、ステップ113で作成した式をメモリに書込む。次にMPU14はステップ115に進み、ステップ110で測定した血圧値を表示用メモリに書込み、ステップ107に進む。キー入力有りの場合の各信号の状態を図9に示す。

【0024】本実施例では校正のためのカフを用いた血圧測定は1回行なうだけで良いので操作が簡単である。また本実施例ではカフと脈波センサが一体となっているので装着が容易である。

【0025】次に第2の実施例を説明する。この実施例は第1の実施例における図4で示した血圧測定処理を図10に示す処理に代えたものである。すなわち図4で示したステップ306とステップ307の間にステップ310とステップ312を加えたものである。この実施例によれば、最高血圧、平均血圧のいずれも測定できる。従ってMPU14が伝播時間 T_1 から血圧を求める関係式も2種類必要である。すなわち最高血圧値 $P_1 = \alpha_1 T_1 + \beta_1$ と平均血圧値 $P_2 = \alpha_2 T_1 + \beta_2$ である。カフ圧を用いて校正用血圧値 P_1, P_2 を求め、測定した伝播平均時間 T_{1-1}, T_{1-2} から β_1, β_2 を求めることはそれぞれ第1の実施例と同様である。この実施例における各信号のタイミングチャートを図11に示す。

【0026】次に図12を参照して第3の実施例を説明する。この実施例では第1の実施例において図2に示した処理のステップ112の後にステップ120を設け、ここでキー入力が2回目か否かを判断し、2回目であればステップ113に進み、2回目でないときはステップ102に進むようにしたものである。すなわち、容積振動法により2つの時点、すなわち1回目のキー入力で測定した血圧 P_1 （ステップ110）および脈波伝播時間 T_1 （ステップ111, 112）と、2回目のキー入力で測定した血圧 P_2 および脈波伝播時間 T_2 （ステップ111, 112）から定数 α, β を求め、図13に示すような関係式 $P = \alpha T + \beta$ を作成する（ステップ113）ようにしたものである。これによれば P と T の正確な関係式が得られる。

【0027】更に第4の実施例を説明する。図6に示すようにこの実施例は第1の実施例においてカフ1と脈波センサ9を別体にしたものである。これによれば脈波センサ9と皮膚が密着しているために脈波が安定に測定できる。

【0028】更に第5の実施例を説明する。第5の実施例は第1の実施例において図2に示した処理のステップ111, 112を省略したものである。前述したようにステップ102ではキー入力される直前の最近の5つの

R波についての平均伝播時間T、が求められており、ステップ113では伝播時間としてこのT、のみを用いることとする。若干精度は劣るがこれによっても計算式の校正を行なうことはできる。

【0029】以上の実施例ではいずれも心電図信号のR波発生時点から脈波のボトム値までの時間間隔を測定しているが、ボトム値だけに限定されるのではなく、脈波の立上りの最も急峻な点や、脈波のピーク値、ボトム値から得られる任意の点あるいは脈波のピーク値であっても同様の効果が得られる。

【0030】

【発明の効果】本発明によれば、校正血圧測定時点と脈波伝播時間測定時点との間を最小とすることができるので脈波伝播時間による血圧測定の校正精度が向上する。また、校正を含めた動作が自動的に行なわれるので脈波伝播時間を用いた装置の操作が容易となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例の全体構成を示すブロック図。

【図2】図1に示した装置の動作を説明するための図。

【図3】図1に示した装置の動作を説明するための図。

【図4】図1に示した装置の動作を説明するための図。

【図5】本発明の第1の実施例におけるカフと脈波センサの具体例を示す図。

【図6】本発明の第4の実施例におけるカフと脈波センサの具体例を示す図。

10

*【図7】脈波伝播時間と血圧との関係を示す図。

【図8】本発明の第1の実施例の動作を説明するための図。

【図9】本発明の第1の実施例の動作を説明するための図。

【図10】本発明の第2の実施例の動作を説明するための図。

【図11】本発明の第2の実施例の動作を説明するための図。

【図12】本発明の第3の実施例の動作を説明するための図。

【図13】本発明の第3の実施例の動作を説明するための図。

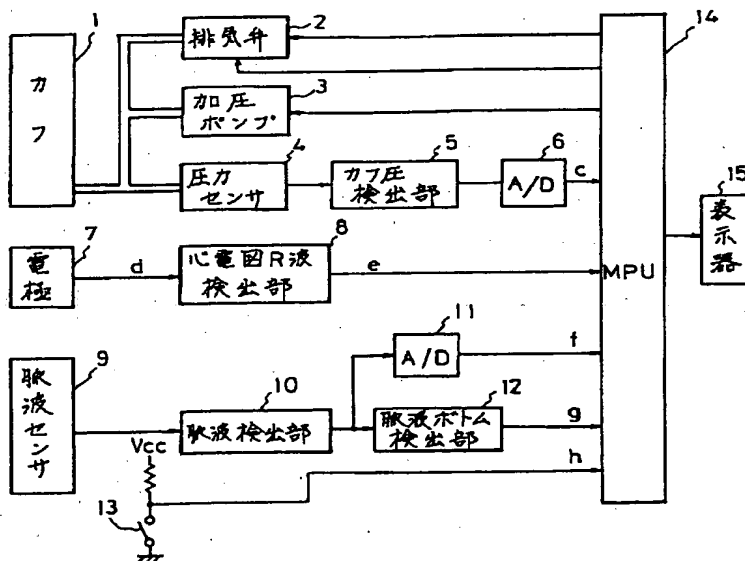
【図14】心電図のR波と大動脈圧および脈波との関係を示す図。

【符号の説明】

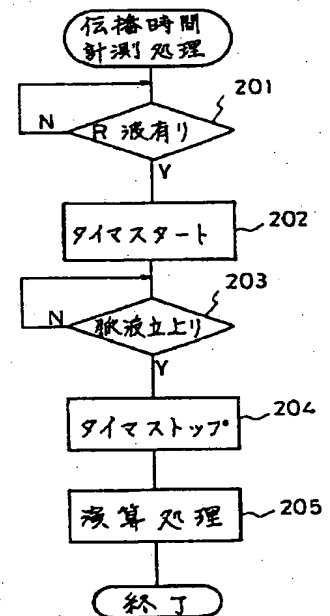
1 カフ
3 加圧ポンプ
5 カフ圧検出部
8 心電図R波検出部
10 脈波検出部
ム検出部
13 キー
15 表示器
D変換器

2 排気弁
4 圧力センサ
7 電極
9 脈波センサ
12 脈波ボトム検出部
14 MPU
6, 11 A/D
A/

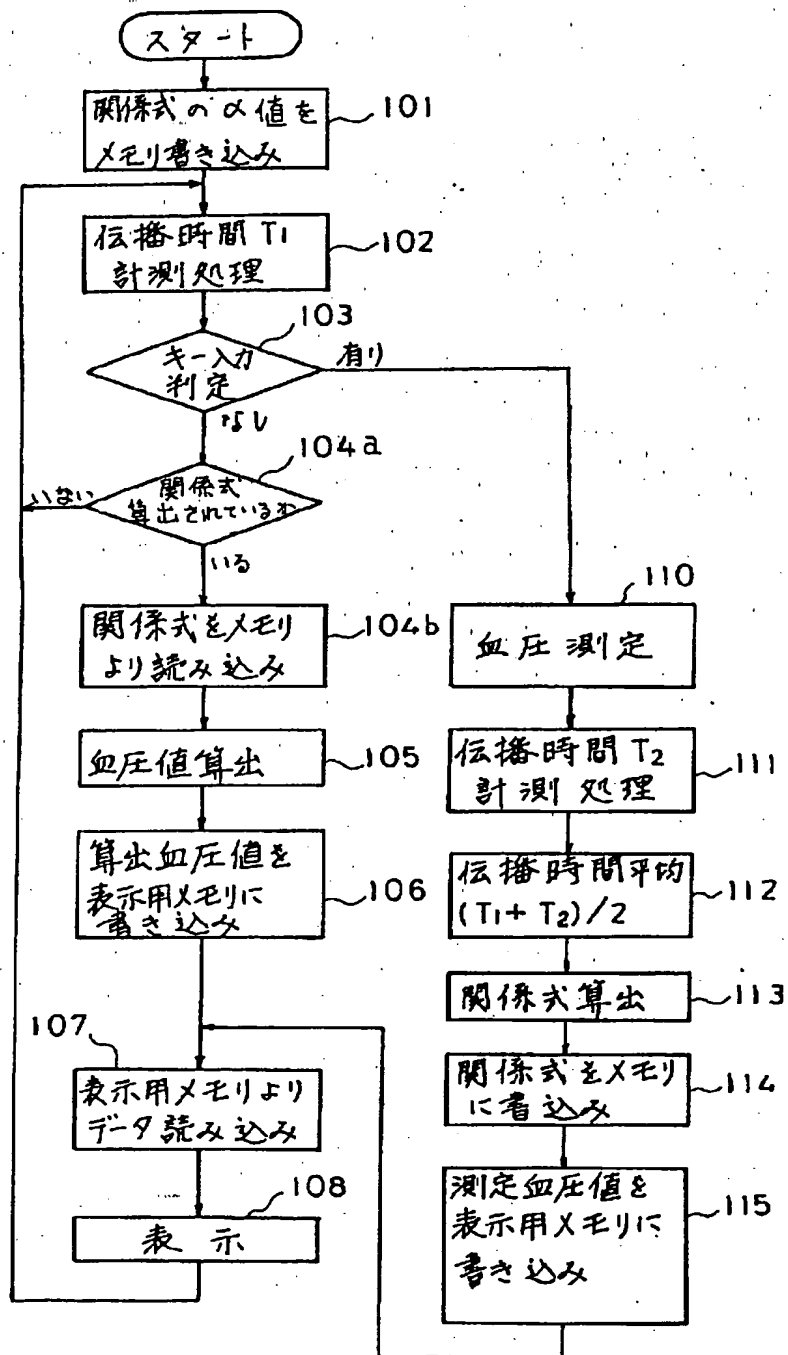
【図1】



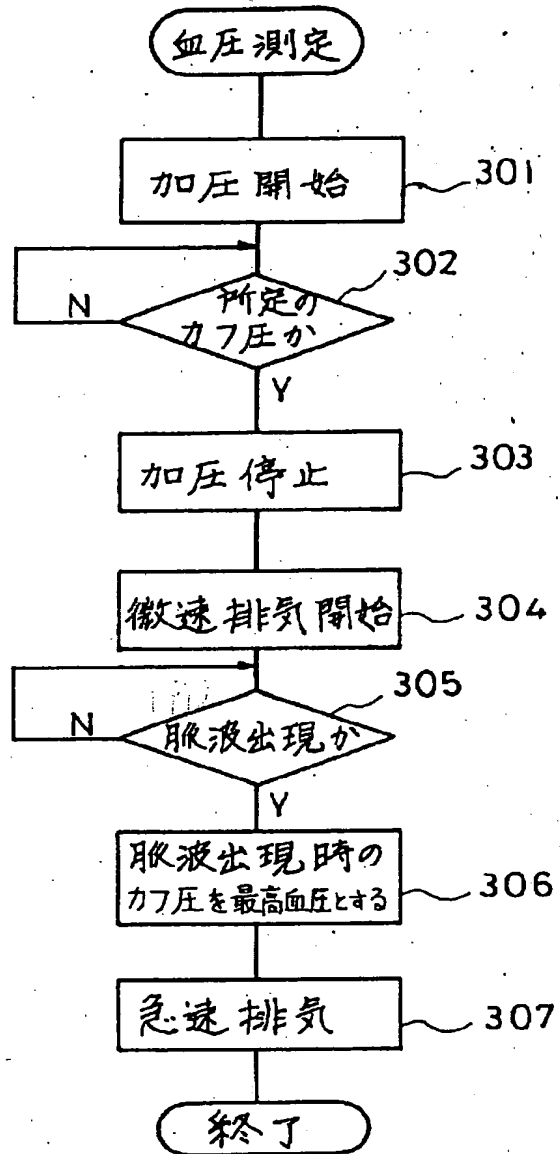
【図3】



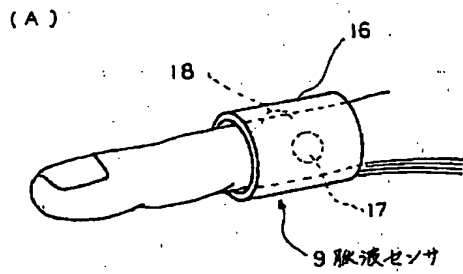
【図2】



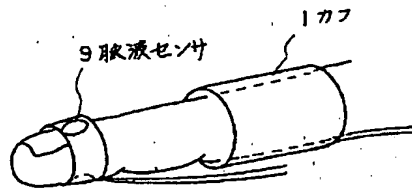
【図4】



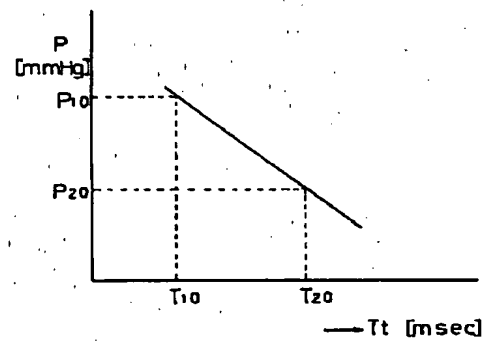
【図5】



【図6】

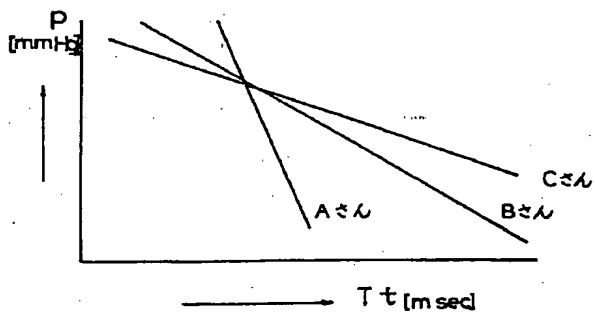


【図13】

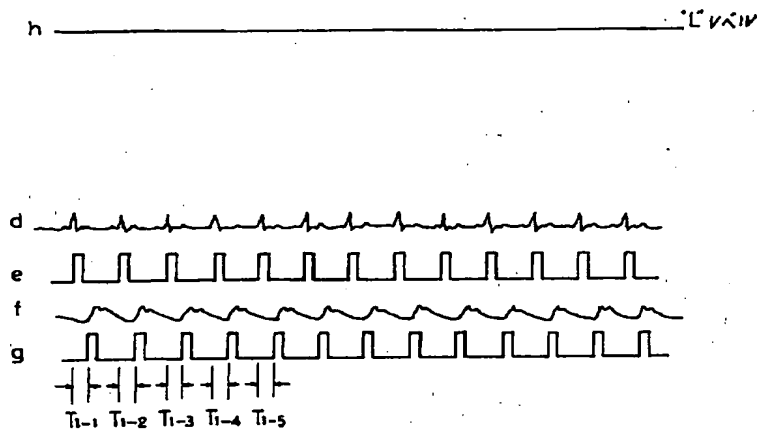


【図7】

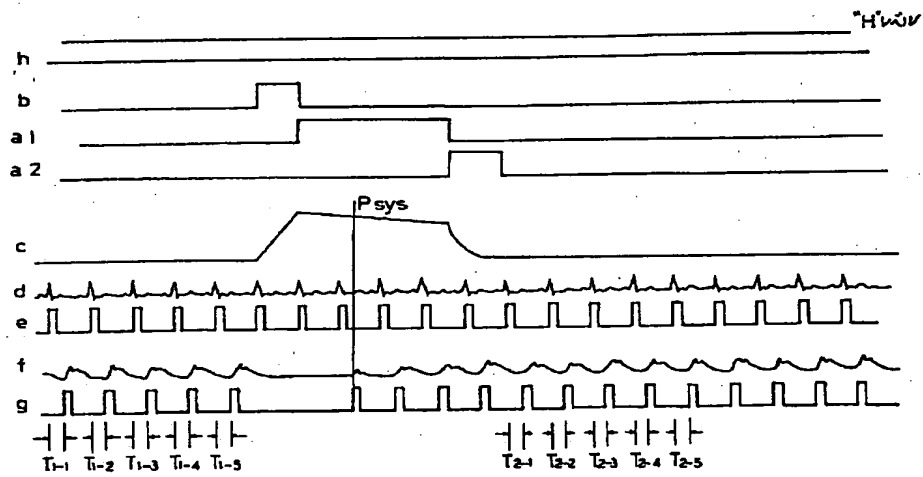
$$P = \alpha Tt + \beta$$



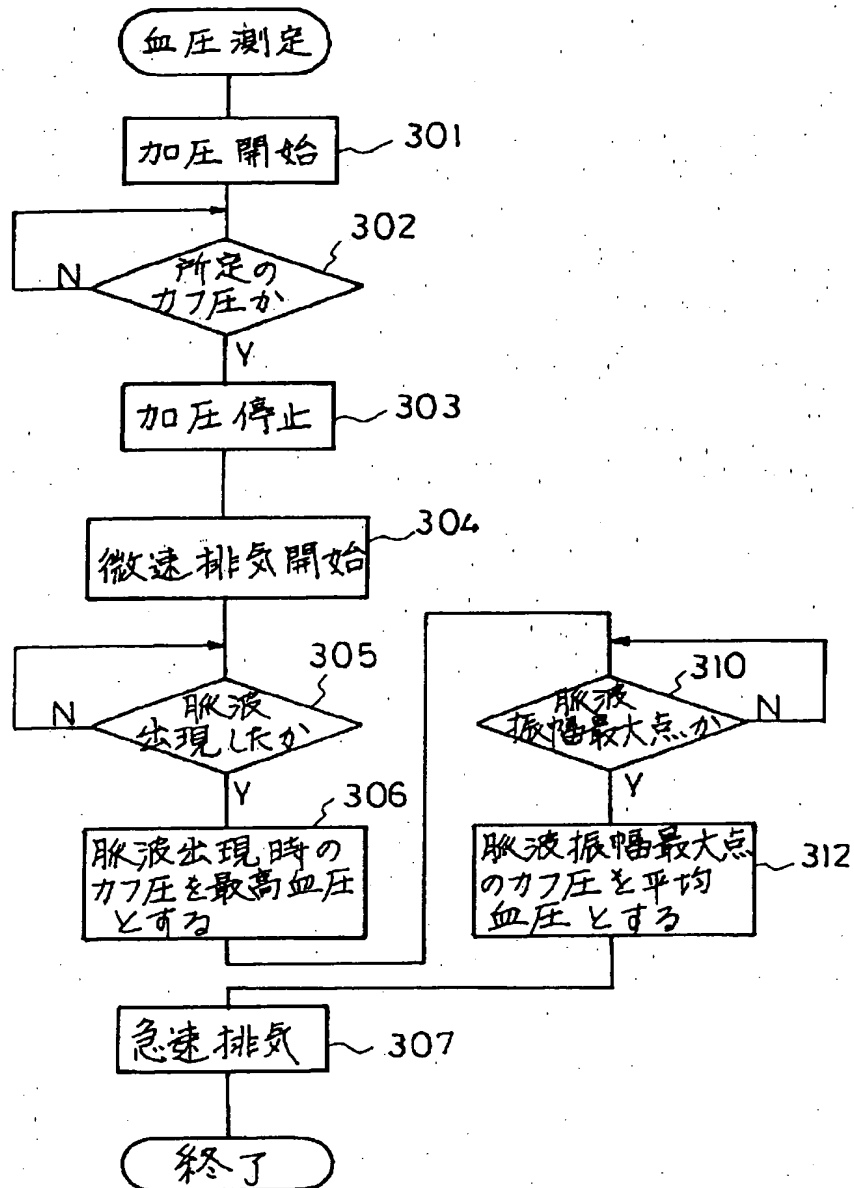
【図8】



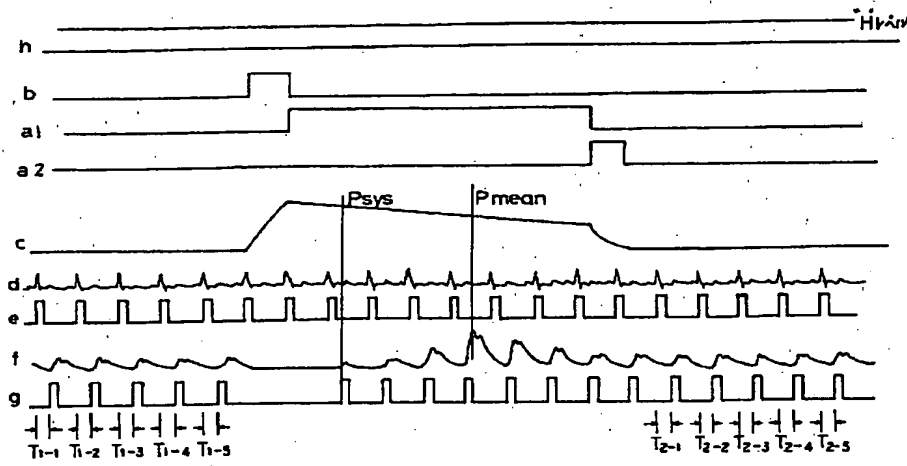
【図9】



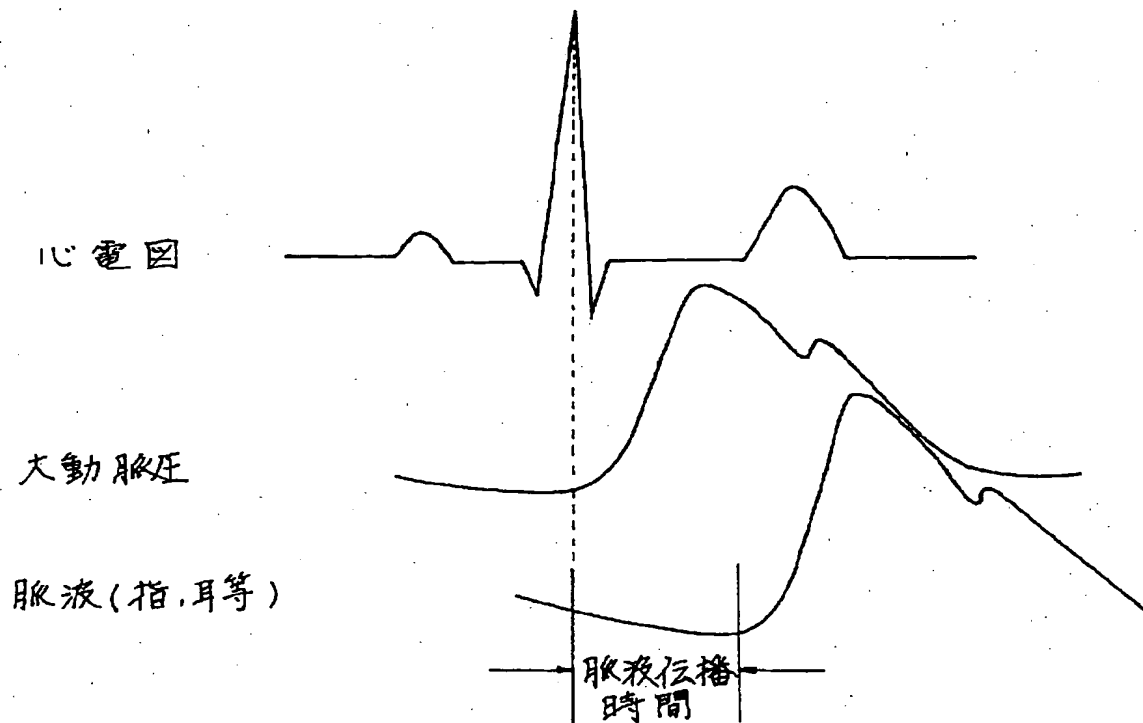
【図10】



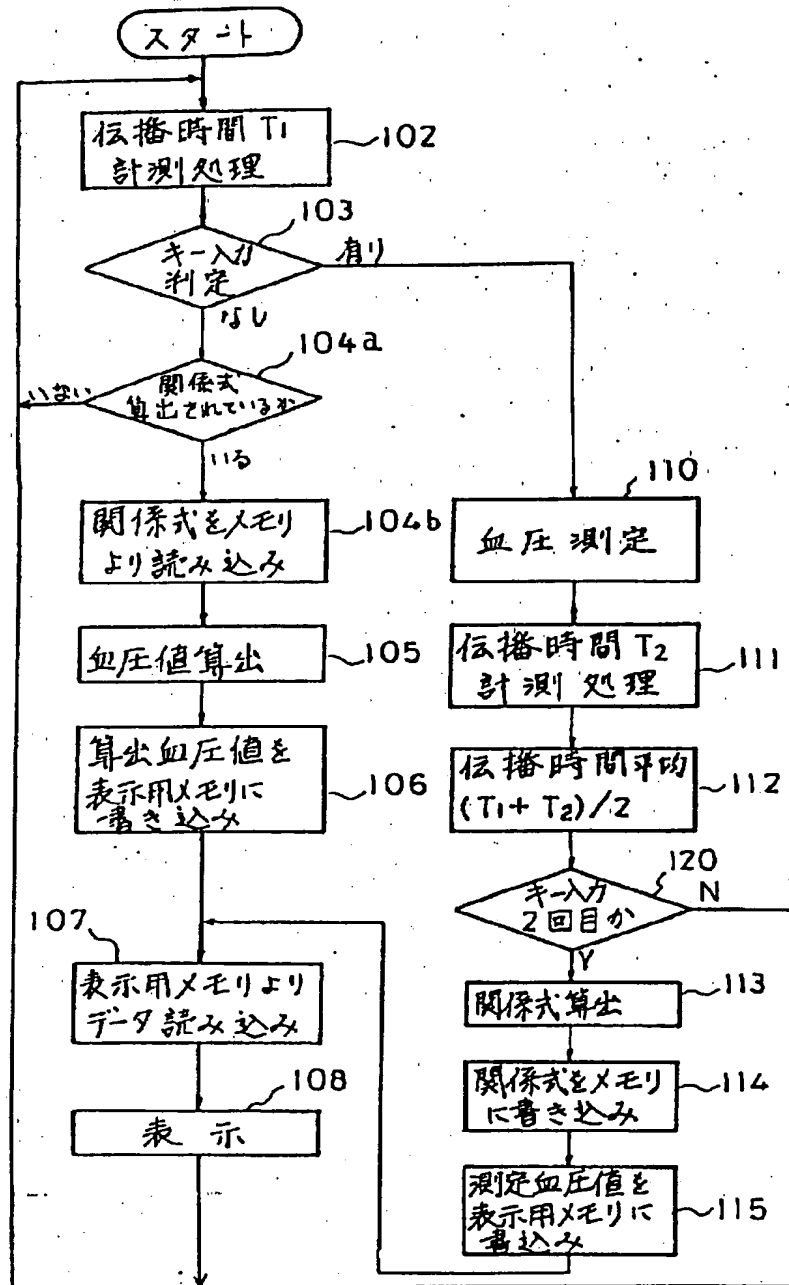
【図11】



【図14】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 笹川 浩一
東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内